

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-231491

(43)Date of publication of application : 19.08.2003

(51)Int.Cl.

B62M 23/02

A61H 1/02

A63B 22/06

(21)Application number : 2002-032418

(71)Applicant : SUNSTAR ENG INC  
UNI SUNSTAR BV

(22)Date of filing : 08.02.2002

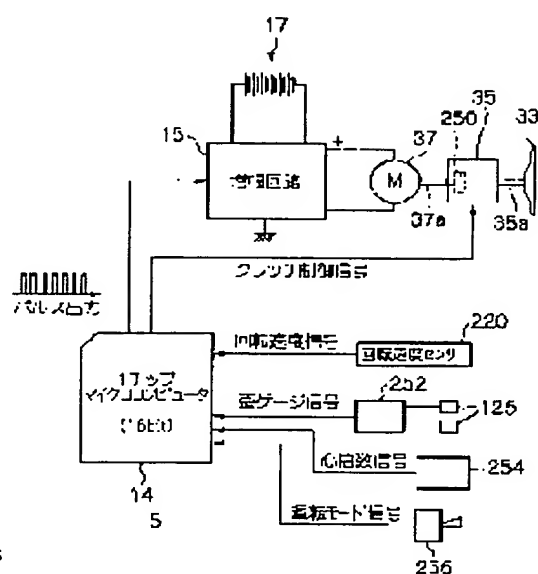
(72)Inventor : KOKATSU KYOSUKE  
YOSHIE AKIHITO  
NITO CHIKASHI

## (54) POWER-ASSISTED BICYCLE PROVIDING AEROBIC EXERCISE

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a power-assisted bicycle providing aerobic exercise by a small, lightweight and simple mechanism.

**SOLUTION:** The power-assisted bicycle 1 includes leg power detecting means 99 and 126 detecting leg power, a driving unit 13, a force combining mechanism for transmitting rotational torque of a speed reducing part to a drive shaft, and a heart rate detecting sensor 254. The driving unit 13 is provided with an electric motor 37 and the speed reducing part 35 having an electromagnetic clutch 250. In a mode providing aerobic exercise, the driving unit 13 drives the electric motor 37 in an engaged state of the electromagnetic clutch 250 and it assists leg power by electromotive power when the detected leg power is larger than a leg power level providing aerobic exercise. When the detected leg power is lower than the leg power level, the electric motor 37 is turned off in the engaged state of the electromagnetic clutch 250 and a load is applied to the leg power by rotational resistance of the motor. The leg power level is adjusted in response to a detected heart rate of a driver.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2003-231491

(P2003-231491A)

(43) 公開日 平成15年8月19日 (2003.8.19)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

ターマコード\* (参考)

B 6 2 M 23/02

B 6 2 M 23/02

F

A 6 1 H 1/02

A 6 1 H 1/02

P

Q

A 6 3 B 22/06

A 6 3 B 22/06

H

審査請求 未請求 請求項の数15 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2002-32418 (P2002-32418)

(22) 出願日 平成14年2月8日 (2002.2.8)

(71) 出願人 390008866

サンスター技研株式会社

大阪府高槻市明田町7番1号

(71) 出願人 597044818

ユニサンスター ビービー

オランダ国 1077ゼットエックス アムス

テルダム, アトリウム1エッチジー, スト

ラウインスキーラン3019

(74) 代理人 100089705

弁理士 社本 一夫 (外5名)

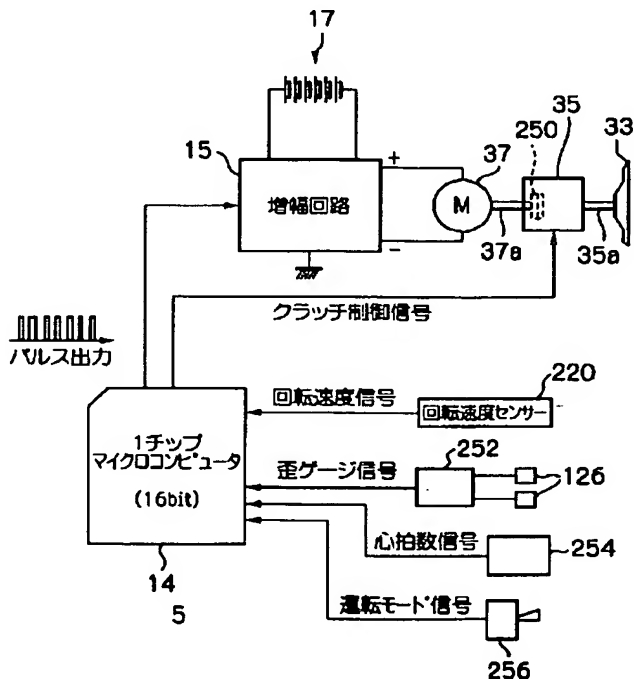
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 有酸素運動を可能とする電動アシスト自転車

(57) 【要約】

【課題】 小型軽量及び簡素な機構で有酸素運動を可能にした電動アシスト自転車を提供する。

【解決手段】 電動アシスト自転車1は、踏力を検出する踏力検出手段(99、126)と、駆動ユニット13と、減速部の回転トルクをドライブシャフトに伝達するための合力機構と、心拍数検出センサー254と、を含む。駆動ユニット13は、電動モータ37と、電磁クラッチ250を有する減速部35と、を備える。有酸素運動を可能とするモードにおいて、駆動ユニット13は、検出された踏力が、有酸素運動が可能となる踏力レベルより大きい場合、電磁クラッチ250に係合した状態で電動モータ37を駆動させて電動力により踏力を補助する。検出された踏力が該踏力レベルより小さい場合、電磁クラッチ250に係合した状態で電動モータ37をオフにし、モータの回転抵抗により踏力に負荷力を印加する。踏力レベルは、検出された運転者の心拍数に応じて調整される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 踏力を電動力で補助して走行可能な電動アシスト自転車であって、踏力を検出する踏力検出手段と、少なくとも前記踏力検出手段により検出された踏力に基づいて、有酸素運動が可能となる踏力レベルとなるように、電動力及び負荷力のいずれかを選択して踏力に付加可能である、補助動力手段と、を含む、電動アシスト自転車。

【請求項 2】 運転者の心拍数を検出する心拍数検出手段を更に含み、前記補助動力手段は、少なくとも前記心拍数検出手段により検出された心拍数に基づいて、前記踏力レベルを設定する、請求項 1 に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 3】 前記補助動力手段は、1つのユニットとして構成される、請求項 1 又は 2 に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 4】 前記補助動力手段は、検出された踏力が前記踏力レベルを超えて大きい場合、該踏力が該踏力レベルとなるように前記電動力を制御する、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 5】 前記補助動力手段は、検出された踏力が前記踏力レベルより小さくなった場合、検出された踏力が該踏力レベルとなるまで、前記負荷力の増大制御を行う、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 6】 前記補助動力手段により選択的に出力された前記電動力及び負荷力を前記踏力に合力させる合力手段が設けられ、前記補助動力手段は、電動モータを有し、前記電動モータと前記合力手段との間に、電磁クラッチが設けられ、前記負荷力は、前記電動モータが電源供給されていない状態で前記電磁クラッチにより前記電動モータと前記合力手段とを接続することにより生じる該電動モータの回転抵抗として与えられる、請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 7】 前記補助動力手段は、前記電動モータの回転速度を減速させるため、前記電動モータの出力軸及び前記合力手段の間に介在される減速手段を有する、請求項 6 に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 8】 前記減速手段は、減速比を変更可能であり、前記補助動力手段は、前記減速手段の減速比を変更することにより前記負荷力を調整する、請求項 7 に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 9】 前記電動モータに電力供給するバッテリーを有し、前記バッテリーは、前記電動モータが電力供給されていない状態で前記負荷力に対抗する踏力により回転される

とき生じる起電力で充電される、請求項 6 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 10】 前記電動アシスト自転車は、踏力を駆動輪に伝達するため回転可能な主スプロケットを有し、前記合力手段は、前記主スプロケットと共に同軸で回転可能な副スプロケットと、前記補助動力手段により回転される動力スプロケットと、前記副スプロケット及び前記動力スプロケットの間に張設された補助用チェーンと、を含む、請求項 6 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 11】 前記踏力レベルは、略一定の踏力値に設定される、請求項 1 に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 12】 ドライブ軸の回転速度を検出する回転速度検出手段を更に含み、前記補助動力手段は、検出された踏力と検出されたドライブ軸の回転速度との積に対応する仕事率に基づいて、前記踏力レベルを可変に調整する、請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 13】 任意期間の時間を計測する時間計測手段を更に含み、前記補助動力手段は、前記時間計測手段により計測された時間に関する前記仕事率の積分値が所定値に達した場合、前記有酸素運動を可能とする運転モードを停止し、通常のアシスト運転モードに移行する、請求項 12 に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 14】 ドライブ軸の実質的に一方向の回転のみを主スプロケットに伝達するように前記ドライブ軸と前記主スプロケットとを連結する一方向クラッチ手段を更に含み、前記踏力検出手段は、前記一方向クラッチ手段のペダル踏力に応じた変形によって変化する物理量を検出する、請求項 1 乃至 13 のいずれか 1 項に記載の電動アシスト自転車。

【請求項 15】 踏力を電動力で補助して走行可能な電動アシスト自転車であって、踏力を検出する踏力検出手段と、運転者の心拍数を検出する心拍数検出手段と、少なくとも前記心拍数検出手段により検出された心拍数に基づいて有酸素運動が可能となる踏力レベルを設定する、踏力設定手段と、前記踏力検出手段により検出された踏力が、前記踏力設定手段により設定された前記踏力レベルとなるように電動力を踏力に付加可能である、補助動力手段と、を含む、電動アシスト自転車。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、電動力により踏力

を補助して走行可能な電動アシスト自転車に係り、より詳しくは、運転者が所定運動、特に有酸素運動を行うことを可能にする、電動アシスト自転車に関する。

#### 【0002】

【従来技術】近年では、軽度のスポーツによる健康増進やカロリー消費が推奨されている。とりわけ、機器を使用する万人向きの理想的なトレーニングとして、自転車によるサイクリングがある。サイクリングの場合、平地ばかりであれば、軽い走行で有酸素運動となり、脂肪を燃やすことが可能となる。ここで、有酸素運動とは、軽い負荷で20分以上の運動をすることで、酸素を体のすみずみまで行き渡らせ、脂肪を燃やす運動であり、筋肉を強化トレーニングする運動とは質的に違うものである。ギアチェンジ付き自転車であれば、平地走行で、走行付加が軽いと思えば、ハイギアードにし、走行速度を増せば、風、ころがり抵抗が増え、負荷が重くなり、その人に合わせる事が可能となる。

【0003】しかし、上り下り等、起伏の多い一般的な地形での登りでは、勢いこぐ負荷が多く（要するに力がある）、その運動は筋力運動となり、自転車選手のように太もも、ふくらはぎが筋肉太りする。その一方で、下り走行の場合は、踏力の作用に対抗する負荷が無くなり、カロリー消費が発生しないことになる。

【0004】これに対し、定常的なトレーニングを計画的に実行するため、自転車型屋内健康器等が種々使用されているが、屋内に設置されているため、運動場所が限定され、その運動の楽しさは著しく減退するという問題があった。また、屋内に設置する場合、場所を取るという問題もある。

【0005】そこで、特開平10年203467号公報に記載の技術では、踏力を補助するため電動力を付加する電動アシスト自転車において、走行環境の変化に影響を受けることなく、適切なトレーニング効果が得られる技術が提案された。本技術に係る電動アシスト自転車の一つの態様は、人力駆動系と、踏力を補助するための電動モータを有する電動駆動系とを並列に設け、更に、車輪に回転抵抗を加える負荷部と、運転者による実際の人力仕事率（検出された踏力×クランク回転速度）と予め設定された初期設定仕事率との差に基づいて、電動モータの出力及び負荷部による負荷の印加を制御する、制御部と、を備える。本技術によれば、上り坂や速度を出して走行するとき、人力仕事率が大きくなるため、制御部は、これを初期設定仕事率に維持するように電動力を大きくし、人体に過大な負荷がかからないよう電動モータを制御する。逆に、制御部は、人力駆動系の入力軸回転数が一定値以下で且つ踏力も一定値以下のとき、走行中下り坂となったとみなして、車速がゼロとなるように負荷部の出力値を制御する。本電動アシスト自転車では、走行中下り坂となった場合、従来は踏力不用で自走していたところ、負荷部による負荷に対抗して踏力を印加す

る必要があり、仕事率に応じた一定のカロリー消費が可能となる。

【0006】従って、上記技術は、起伏の多い一般的な地形においても、長時間、軽度の一定運動するのに適し、手軽に有酸素運動による体脂肪の減少、新陳代謝機能の向上が図れる、とされている。

【0007】なお、上記公報には、負荷部として、ブレーキ制動装置の少なくとも1つを兼用する例が記載されている。

#### 【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上記公報に記載の従来技術では、電動モータを収容する電動補助ユニットをクランク軸付近に配置し、後輪に作用する油圧ディスクブレーキ装置としての負荷部を後輪軸付近に配置している。このように電動補助ユニット以外にも、大掛かりな油圧ディスクブレーキ装置を別々に配置した構成のため、電動アシスト自転車全体の機構が複雑化し、重量も増加する。更に、複雑な機構を取り付けるため専用の車体フレームを作る必要が出てくる可能性があり、通常フレーム製造工程を生かせずに、コスト高を将来する、という問題もある。

【0009】また、上記公報には、様々な運動プログラム制御パターンの例が記載されているが、予め運転者が事前に制御パターンを選択する必要がある。このため、搭乗時の、或いは運転者毎の体力、健康状態の違いや、運転中の体力状態の変化に逐次対応するのが困難である。

【0010】更には、後輪の制動により負荷を与える構造のため、非走行時（即ち、車速ゼロ時）で後輪が地面に接地した状態では、運転者は、運動プログラムを実行することができない。例えば、信号器による待ち合わせの停止時には、運動を一時的に中断せざるを得ないが、このような場合への対応策が開示されていない。

【0011】本発明は、上記事実に鑑みなされたもので、上記従来技術の問題を解消した、簡素な機構の電動アシスト自転車を提供することを目的とする。

#### 【0012】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、本発明に係る、踏力を電動力で補助して走行可能な電動アシスト自転車は、踏力を検出する踏力検出手段と、少なくとも前記踏力検出手段により検出された踏力に基づいて、有酸素運動が可能となる踏力レベルとなるように、電動力及び負荷力のいずれかを選択して踏力に付加可能である、補助動力手段と、を含む。

【0013】本発明の電動アシスト自転車では、通常のアシストモードの場合、踏力検出手段により検出された踏力に基づき補助動力手段により出力された電動力を用いて、踏力を補助して走行することができる。

【0014】本発明の特徴である、有酸素運動を可能とする有酸素運動モードの場合、補助動力手段は、少なく

とも踏力検出手段により検出された踏力に基づいて、有酸素運動が可能となる踏力レベルとなるように、電動力及び負荷力のいずれかを選択して踏力に付加することができる。例えば、検出された踏力が該踏力レベルを超えて大きくなるような坂道のり上り走行の場合、補助動力手段は、該踏力が該踏力レベルとなるように電動力を出力制御する。これによって、勢いこぎ負荷による筋力運動を防止しつつ、カロリーを消費することができる。また、検出された踏力が該踏力レベルより小さくなるような坂道のり下り走行の場合、補助動力手段は、検出された踏力が該踏力レベルとなるまで、負荷力の増大制御を行う。これによって、運転者に負荷力に対抗する踏力の印加を促し、カロリー消費を発生させることができる。なお、踏力レベルは、ある一定の踏力範囲を網羅してもよい。

【0015】このように本発明では、補助用電動力を出力可能な補助動力手段それ自体が、電動力のみならず、負荷力を出力することができる。好ましい態様では、補助動力手段は、1つのユニットとして構成される。従って、負荷装置を電動ユニットとは別体の大掛かりな制動装置として実現した従来技術と比べて、電動アシスト自転車全体の機構を簡素化し、重量を軽減することができる。更に、専用の車体フレームを作る必要を最小限に抑え、通常のフレーム製造工程を生かすことができる。

【0016】更に好ましい本発明の態様は、運転者の心拍数を検出する心拍数検出手段を更に含み、補助動力手段は、少なくとも心拍数検出手段により検出された心拍数に基づいて、踏力レベルを設定する。例えば、心拍数が多ければ、設定踏力レベルを下げ、逆に心拍数が少なければ、設定踏力レベルを上げる。これによって、搭乗時の運転者の健康状態、或いは運転者毎の体力の違いや、運転中の体力状態の変化に逐次対応した適切な有酸素運動が可能となる。

【0017】補助動力手段により出力される負荷力を実現する態様は、電動アシスト自転車には、該補助動力手段により選択的に出力された電動力及び負荷力を踏力に合力させる合力手段が設けられ、該補助動力手段は、電動モータを有し、更に、電動モータと合力手段との間に、電磁クラッチが設けられる。このとき、負荷力は、電動モータが電源供給されていない状態で電磁クラッチにより電動モータと合力手段とを接続することにより生じる該電動モータの回転抵抗として与えられる。このように補助動力及び負荷力を提供する手段が一体化しているので、車体の簡素化をより一層推し進めることができる。なお、アシスト運転モード及び有酸素運動モードのいずれでもない通常の走行時では、電磁クラッチを解放することにより、モータ負荷がかからないようにできる。

【0018】好ましくは、補助動力手段は、電動モータの回転速度を減速させるため、電動モータの出力軸及び

合力手段の間に介在される減速手段を有する。更に好ましくは、減速手段は、減速比を変更可能である。この場合、補助動力手段は、減速手段の減速比を変更することにより負荷力を調整することができる。電動モータに電力供給するバッテリーを有する場合、好ましくは、該バッテリー関連の回路を、電動モータが電力供給されていない状態で負荷力に対抗する踏力により回転されるとき生じる起電力で充電されるように設計することができる。これによって、負荷力を増大させることができると共に、充電の手間を省略して電動アシスト自転車を使い易くすることができる。

【0019】また、電動モータの回転抵抗を負荷力として用いる態様は、非走行時（即ち、車速ゼロ時）で後輪が地面に接地した状態においても、ペダルを逆回転させたり、或いは、車輪への踏力伝達のオンオフ切り替えを行うクラッチ機構を更に組み込むことによって、有酸素運動を実行することができる。

【0020】踏力を駆動輪に伝達するため回転可能な主スプロケットを備えた電動アシスト自転車において、合力手段の好ましい態様は、主スプロケットと共に同軸で回転可能な副スプロケットと、補助動力手段により回転される動力スプロケットと、副スプロケット及び動力スプロケットの間に張設された補助用チェーンと、を含む。

【0021】本態様によれば、補助動力手段が電動力を出力すると、該電動力により動力スプロケットが回転される。動力スプロケットの回転トルクは、これに張設された補助用チェーンを介して副スプロケットに伝達される。これによって回転された副スプロケットは、主スプロケットと共に同軸で回転するので、直ちに主スプロケットに電動力を伝達する。主スプロケットは踏力及び電動力の合力を駆動輪に伝達する。

【0022】逆に、電動モータが電力供給されない場合、主スプロケットに与えられた踏力は、副スプロケット及び動力スプロケットを介して、電動モータを回転させるように作用し、踏力に対抗する負荷を与える。このような二重チェーン方式としたことにより、補助動力手段の設置の自由度が大幅に拡大される。例えば、動力スプロケットを副スプロケット（及びかくして主スプロケット）の周方向の任意位置に配置することができる。更に、補助用チェーンの長さを変更すれば、副スプロケット（及びかくして主スプロケット）からの動力スプロケットの距離を自在に調整することができる。

【0023】補助動力手段は、踏力レベルを、一例として略一定の踏力値に設定してもよい。勿論、有酸素運動を可能とする踏力範囲であれば、時間的に変化する任意の踏力パターンを設定することができる。例えば、別の好ましい態様では、ドライブ軸の回転速度を検出する回転速度検出手段を更に含み、補助動力手段は、検出された踏力と検出されたドライブ軸の回転速度との積に対応

する仕事率に基づいて、踏力レベルを調整する。後者の態様では、単に踏力のみではなく、カロリー消費量をより適正に反映する実際の仕事率に基づくため、有酸素運動を適切に行うことができる。

【0024】更に好ましくは、任意期間の時間を計測する時間計測手段を更に含み、補助動力手段は、時間計測手段により計測された時間に関する仕事率の積分値が所定値に達した場合、有酸素運動を可能とする運転モードを停止し、通常のアシスト運転モードに移行する。これにより、予め定められた有酸素運動の量を適正に実行することができる。

【0025】本発明の更に別の好ましい態様の電動アシスト自転車は、ドライブ軸の実質的に一方向の回転のみを主スプロケットに伝達するようにドライブ軸と主スプロケットとを連結する一方向クラッチ手段を更に含み、好ましい踏力検出手段は、一方向クラッチ手段のペダル踏力に応じた変形によって変化する物理量を検出する。

【0026】本態様では、自転車に必要な不可欠である一方向クラッチ手段のペダル踏力に応じた変形によって変化する物理量に基づいて補助動力を制御するので、従来の電動アシスト自転車のように通常の自転車では用いられていないトルク検出用の大型コイルスプリングや円盤等の別体部品を追加する必要を無くすることができる。このように踏力検出手段においても、車体フレームの改造を最小限度に抑えることができるため、上記各態様の効果と相俟って、本発明の電動アシスト自転車全体を簡素化することができる。

【0027】また、他の態様に係る、踏力を電動力で補助して走行可能な電動アシスト自転車は、踏力を検出する踏力検出手段と、運転者の心拍数を検出する心拍数検出手段と、少なくとも心拍数検出手段により検出された心拍数に基づいて有酸素運動が可能となる踏力レベルを設定する、踏力設定手段と、踏力検出手段により検出された踏力が、踏力設定手段により設定された前記踏力レベルとなるように電動力を踏力に付加可能である、補助動力手段と、を含む。

【0028】本発明の他の目的及び利点は、以下で説明される本発明の好ましい実施形態を参酌することによって、より明瞭に理解されよう。

#### 【0029】

【発明の実施の形態】以下、添付図面を参照して本発明の好ましい実施形態を説明する。

【0030】図1には、本発明の第1実施形態に係る電動アシスト自転車1の概略が示されている。同図に示すように、この電動アシスト自転車1の主要な骨格部分は、通常の自転車と同様に、金属管製の車体フレーム3から構成され、該車体フレーム3には、前輪20、後輪22、ハンドル16、及びサドル18などが周知の態様で取り付けられている。

【0031】また、車体フレーム3の中央下部には、ド

ライブシャフト4が回転自在に軸支され、その左右両端部には、クランク棒6L、6Rを介してペダル8L、8Rが各々取り付けられている。このドライブシャフト4には、車体の前進方向に相当するR方向の回転のみを伝達するための一方向クラッチ（後述する図7（b）の99）を介して、主スプロケット2が同軸に取り付けられている。この主スプロケット2と、後輪22の中央部に設けられた後輪動力機構10との間には無端回転のチェーン12が張設されている。

【0032】本実施形態の電動アシスト自転車1は、走行しながら運転者が有酸素運動を実行することを可能とする有酸素運動モード、少なくとも車体走行速度及び踏力から決定されたアシスト比率（補助電動力/踏力）に従って電動力で踏力を補助して走行する電動アシストモード、及び、電動力や負荷力を付加しない通常の自転車としての使用方法である通常運転モードのいずれかで走行することができる。

【0033】図2を参照すると、本実施形態に係る電動アシスト自転車1において有酸素運動モード及び電動アシストモードを実行するための主要部の概略が示されている。この主要部は、1個の16ビット1チップマイコン14によって制御される。1チップマイコン14は、1単位のデータ及びコマンドが16ビットで構成され、図示しない不揮発性メモリ内に記憶した任意プログラムに従った処理を実行する。更に、1チップマイコン14は、時計機能を内蔵しており、任意の事象間の時間をクロック数で計測することができる。

【0034】16ビット1チップマイコン14による制御系は、PWM制御可能な電動モータ37と、1チップマイコン14から出力された制御信号の電力を増幅して該電動モータ37に出力する増幅回路15と、を含む。なお、電動モータ37に電源供給するためバッテリー17が増幅回路15に接続される。1チップマイコン14は、後述する所定のアルゴリズムに従って補助電動力を演算し、該補助電動力に対応した回転トルクを出力するように電動モータ37を指令するべく該補助電動力に応じたパルス幅に変調されたパルス信号を順次出力する。なお、増幅回路15は、パルス信号に対する電力増幅機能だけではなく、パルス信号のバッファとしての機能を兼ね備えている。

【0035】電動モータ37の出力軸37aには、電動モータの回転速度を可変の減速比で減速する減速部35が接続され、更に減速部35の出力軸35aには、出力された電動力を踏力に合力させるための動力スプロケット33が接続される。なお、合力機構の詳細については後述する。

【0036】減速部35は、例えば太陽ギア、遊星ギア、リングギア及びクラッチ等から構成される遊星歯車機構等により実現することができる。この構成例の場合、1チップマイコン14からの制御信号により各種ク

10

20

30

40

50

ラッチの係合及び解放を電磁制御可能とすることで、減速部35の減速比を制御することができる。更に、減速部35には、電動モータ37の出力軸37aから減速部35の出力軸35aへの回転トルク伝達経路上に、電磁クラッチ250が設けられる。この電磁クラッチ250は、1チップマイコン14の制御信号に応じて係合及び解放し、回転トルクの動力スプロケット33への伝達の有無が切り替えられる。

【0037】また、電動モータ35が電力供給されていない状態で電磁クラッチ250が係合されると、逆に、電動モータ35は、動力スプロケット33からの回転トルク即ち踏力により回転されるが、このとき電動モータ35で発生したバックトルクが踏力に抵抗する負荷力として作用する。これと同時に電動モータ35には、起電力が発生する。増幅回路15は、このモータ起電力を利用してバッテリー17を充電するように回路設計することも可能である。なお、モータがいずれの方向に回転しても、バッテリーに供給される電圧の極性が常に同じになるように、その回転方向に応じて極性反転させることで充電することができる。

【0038】図2に示す主要部の検出系は、車速を反映する部分、例えばドライブシャフト4の回転速度を検出する回転速度センサー220、踏力を表す信号を出力する、少なくとも2つの歪みゲージ126、該歪みセンサーの出力信号を平均化出力（又は加算出力）する演算部252、運転者の心拍数を検出する心拍数検出センサー254、並びに、前述した3つの運転モード間を切り替えるためのモード切り替えスイッチ256を有する。これらの出力信号、即ち回転速度信号、歪みゲージ信号、心拍数信号及び運転モード信号は、1チップマイコン1430に入力され、図示しないメモリに記憶される。

【0039】なお、1チップマイコン14は、モード切り替えスイッチ256により指定された運転モードを識別するためのコードを運転モードフラグFdとして記憶するが、たとえモード切り替えスイッチ256が有酸素運動モード又は電動アシストモードを指定したとしても、バッテリー残量が不十分であったり、電動モータの温度が許容範囲外の条件では、通常運転モードのコードに運転モードフラグFdを書き換える機能を備えている。

【0040】回転速度センサー220及び歪みゲージ12-6を用いたトルク検出機構の詳細については後述する。

【0041】心拍数検出センサー254は、例えば、運転者の耳、指先、腕など、身体上の任意部分に取り付けられる、周知のセンサーを用いることができる。更に、心拍数検出に代えて、又は、これに加えて、血圧等、人体の様々なパラメータを検出するセンサーを設けてもよい。

（合力及び補助動力機構）ここで、電動アシスト自転車 50

1における補助動力と踏力との合力機構、並びに、該補助動力の供給機構を図6乃至図8を用いて説明する。

【0042】図6には、主スプロケット2を裏側（図1の反対側）から見たときの合力機構の一例が示されている。この合力機構は、主スプロケット2と同軸に軸支された副スプロケット30と、所定条件下で出力される補助動力により回転可能な動力スプロケット33と、動力スプロケット33から副スプロケット30へ補助動力を伝達させるため、これらのスプロケット（30、33）の間に張設された無端回転のアシストチェーン32と、を含む。動力スプロケット33及び副スプロケット30は、同一ピッチの歯を備えており、好ましくは、動力スプロケット33の歯数は、副スプロケット30の歯数より小さい。

【0043】図6の合力機構は、主スプロケット2より車体の内側に配置されているので、副スプロケット30及び動力スプロケット33の車体外側への出っ張りが無くなり、車体の小型化を図ることができる。更に、図示のように、主スプロケット2と動力スプロケット33との間隔を主スプロケット2の半径より小さくできるので、合力機構全体を小さくまとめることができる。このため、図7（a）に示すように、自転車外部（表側）から見ると、合力機構は、主スプロケット2の軸方向内側にそのほとんどが隠され、外観を損なうおそれがない。チェーン12を隠すように主スプロケット2にチェーンカバー38を取り付けることにより、チェーン保護と共に更に外観を改善することができる。

【0044】図7（a）の側断面図を図7（b）に示す。同図に示すように、主スプロケット及び副スプロケット32は、互いに対し動かないように（即ち一体回転するように）ピン123で固定されており、それらは共に一方向クラッチ99を介してドライブシャフト4に連結されている。動力スプロケット33は、ドライブシャフト4に平行に延びる動力シャフト35aを介して駆動ユニット13に作動的に連結される。動力スプロケット33の中心孔34にセレクション（図6、8参照）を形成することにより、動力シャフト35aと中心孔34との間の滑り回転が防止される。

【0045】駆動ユニット13は、一般の自転車と同様のフレームに取り付けられており、そのハウジング内には、上述した電動モータ37及び減速部35が収容される。

【0046】次に、本実施形態に係る合力機構の作用を説明する。

【0047】所定条件下で電動モータ37が回転制御され、その補助動力が減速部35を介して動力スプロケット33に提供されたとき、動力スプロケットのトルクは、アシストチェーン12を介して副スプロケット30に伝達され、該副スプロケット30に対し固定された、踏力により回転される主スプロケット2に直ちに伝達さ



れる。かくして、補助動力及び踏力の合力が達成される。

【0048】電動モータ37が回転していないときは、減速部35内に設けられた図示しない上記一方向クラッチにより、モータの回転負荷は動力スプロケット33に伝達されることがなく、軽快な運転が可能となる。

【0049】このように本実施形態では、従来技術のように踏力伝達用のチェーン12に直接、補助動力を伝達させるのではなく、動力スプロケット33の補助トルクを、別体のチェーン32を介して主スプロケット2と共に回転する副スプロケット30に伝達させる、いわゆる二重チェーン方式を採用した。これによって、従来技術と比較して、駆動ユニット13の配置の自由度が大幅に広がることになる。例えば、図6及び図7(a)に示すように、自転車の進行方向へ駆動ユニットを配置することができるので、電動アシスト自転車用に特別に用意した専用フレームでなくても、通常の自転車フレームでも駆動ユニット13を取り付けることができる。

【0050】勿論、周方向の任意の位置に動力スプロケット33を配置することができる。図8には、動力スプロケット33の位置を周方向に時計回りで90度ほど変更した例が示されている。この場合、サドル18(図1)の支持フレームに駆動ユニット13を取り付けることが可能となる。更には、アシストチェーン32の長さを選択することによって、動力スプロケット33の径方向位置(主スプロケット2の中心から動力スプロケット33の中心までの距離)も、より外側及びより内側へと自在に調整可能となる。かくして、駆動ユニット13の最低地上高も高くすることや低くすることもできる。

【0051】このように二重チェーン方式には、設置自由度があるため、自転車の種類を選ばず、その電動化を実現することができる。逆に云えば、フレームデザインの自由度がきわめて高くなる。

【0052】その上、図示のように動力スプロケット33の歯数を副スプロケット30の歯数に対して小さくすれば、合力機構だけで減速が可能となる。これによって、減速部35の減速比を小さく取れ、その結果、減速部を簡素化及び小型化することができる。このように本実施形態では、減速比に関しても設計の自由度を拡大することができる。

【0053】図3のフローチャートに、図2に示す1チップマイコン14のメイン処理の流れを一例として概略的に示す。このメインルーチンは、所定周期毎に繰り返される。

【0054】図3に示すように、まず、レジスタに記憶された運転モードフラグFdを判定する(ステップ300)。この運転モードフラグFdのコード情報に応じて、これ以降の処理が分岐される。

【0055】ステップ300の判定の結果、電動アシストモードが選択された場合、1チップマイコン14は、

入力された回転速度信号に基づいて車速 $v$ 又はこれに関連する物理量を演算する(ステップ302)。次に、1チップマイコン14は、演算器252からの歪みゲージ信号に基づいてペダル踏力又はこれに関連する物理量 $P_q$ を演算する(ステップ304)。そして、演算された車速及び踏力 $P_q$ に基づいて、アシスト比(電動力/踏力)又はこれに関連する制御量を決定する(ステップ306)。アシスト比の決定は、例えば、車速及び踏力の各段階区分とアシスト制御量とを関係付けるルックアップテーブルを参照することによって行うことができる。次に、1チップマイコン14は、電磁クラッチ250に係合した状態で、電動モータ37をPWM(Pulse width Modulation)制御し、決定されたアシスト比に対応する補助動力を発生させる(ステップ308)。即ち、該補助動力に応じたパルス幅に変調されたパルス信号を順次出力する。運転モードフラグFd「電動アシストモード」が書き換えられない限り、ステップ302~308は連続的に繰り返される。

【0056】ステップ300で通常運転モードが選択された場合、1チップマイコン14は、電磁クラッチ250を解放すると共に、電動モータ37を停止させる(ステップ310)。運転モードフラグFd「通常運転モード」が書き換えられない限り、ステップ310は連続的に繰り返される。

【0057】ステップ300で有酸素運動モードが選択された場合、運転者が有酸素運動を行うことを可能にする運転が実行される(ステップ312)。運転モードフラグFd「有酸素運動モード」が書き換えられない限り、ステップ312は連続的に繰り返される。

【0058】次に、ステップ312の有酸素運動モード運転の概念的な処理の流れを、図4のフローチャートを用いて説明する。

【0059】最初に、1チップマイコン14は、演算器252からの歪みゲージ信号に基づいてペダル踏力又はこれに関連する物理量 $P_q$ を演算する(ステップ330)。次に、心拍数検出センサー254からの信号に基づいて心拍数 $h$ を検出する(ステップ332)。次に、少なくとも心拍数 $h$ に基づいて、運転者が有酸素運動を行うことを可能にする踏力レベル $P_r$ を制御目標として設定する(ステップ334)。例えば、心拍数 $h$ が比較的大きい場合、踏力レベル $P_r$ を低く設定し、心拍数 $h$ が比較的小さい場合、踏力レベル $P_r$ を高く設定する。このステップは心拍数毎に理想的な踏力レベル値を記憶したテーブルを検索することにより達成することができる。

【0060】次に、 $P_q$ と $P_r$ とを比較し、両者の大小関係を判定する(ステップ336)。

【0061】検出された踏力 $P_q$ が設定踏力レベル $P_r$ より大きい場合( $P_q > P_r$ )、踏力 $P_q$ を目標値である $P_r$ まで減少させるため必要となる電動力 $T_e$ を演算



する（ステップ338）。この電動力 $T_e$ は、 $(P_q - P_r)$ の関数（最も簡単には、その比例関数）である。そして、電磁クラッチ250を係合した状態で、電動モータ37をPWM制御し、ステップ338で演算された電動力 $T_e$ を発生させる（ステップ340）。

【0062】これに対し、ステップ336の判定で、検出された踏力 $P_q$ が設定踏力レベル $P_r$ より小さい場合（ $P_q < P_r$ ）、踏力 $P_q$ を目標値である $P_r$ まで増加させるため必要となる負荷力 $L$ を演算する（ステップ342）。この負荷力 $L$ は、 $(P_r - P_q)$ の関数（最も簡単には、その比例関数）である。次に、演算された負荷力 $L$ を達成するため必要となる減速比に減速部35をギアチェンジする（ステップ344）。そして、電磁クラッチ250を係合した状態で、電動モータ37を停止させ、踏力に抵抗する負荷力を発生させる（ステップ346）。なお、一定時間経過しても、踏力 $P_q$ が $P_r$ に達しない場合は、負荷力 $L$ を更に増加させることにより、車速をより減少させ、踏力の増加を促すようにしてもよい。

【0063】ステップ336の判定で、検出された踏力 $P_q$ が設定踏力レベル $P_r$ と略等しい場合（ $P_q \approx P_r$ ）、電磁クラッチ250を解放し、電動モータ37を停止させる。これにより、電動力も負荷力も印加されず、設定踏力レベル $P_r$ と略等しい現在の踏力のみの運転が続行される。

【0064】上記分岐処理のいずれかが終了すると、本ルーチンをリターンし、図3のメインルーチンのステップ300に再び戻り、同様の処理を繰り返す。

【0065】このように本発明では、1つのユニットとして構成された駆動ユニット13それ自体が、電動力のみならず、負荷力を与えることができる。従って、負荷装置を電動ユニットとは別体の大掛かりな制動装置として実現した従来技術と比べて、電動アシスト自転車1全体の機構を簡素化し、重量を軽減することができる。更に、合力機構として上記二重チェーン方式を採用したことと相俟って、専用の車体フレームを作る必要を最小限に抑え、通常のフレーム製造工程を生かすことができる。

【0066】また、信号機の待ち合わせ等で車体を停止させるとき、従来技術では、後輪回転時の負荷を利用しているため、2脚スタンド等を用いて一旦後輪を地面から浮き上がらせた状態でペダル回転しなければならない、迅速性に欠いていた。しかし、本実施形態では、電動モータの回転抵抗を負荷力として用いた上、二重チェーン方式等の合力機構を採用しているため、非走行時（即ち、車速ゼロ時）で後輪が地面に接地した状態においても、迅速に1脚スタンドで車体を倒れないようにし、ペダルを逆回転させれば、停止時でもそのまま負荷がかけられた状態で有酸素運動を継続することができる（停止時の有酸素運動）。

【0067】図4のサブルーチンの処理の概要を図17(a)、(b)を用いて具体的に説明する。まず、図17(a)に示すように、本実施形態に係る電動アシスト自転車1が、平地 $r_1$ 、上り坂 $r_2$ 、頂上平地 $r_3$ 、下り坂 $r_4$ 、平地 $r_5$ からなる道路を走行する場合を想定する。このとき、各路面を走行する際に必要となる推進力は、図示のように、平地 $r_1$ 、 $r_3$ 及び $r_5$ で有酸素運動にほぼ適した略一定の値（設定踏力レベル値）となる。一方、上り坂 $r_2$ では平地の推進力より遥かに大きい最大の推進力値となり、下り坂 $r_4$ で最小値ゼロとなる。従って、平地 $r_1$ 、 $r_3$ 及び $r_5$ の走行では、踏力 $P_q$ が設定踏力レベル値 $P_r$ に略等しくなるため、本実施形態では、電動力及び負荷力のいずれも印加しないことになる。これに対し、上り坂 $r_2$ の走行では、踏力が設定レベル値より上回るため、これを電動力により補償し、該踏力を設定レベル値付近まで低下させる。逆に、下り坂 $r_4$ の走行では、踏力を与えなくとも下り走行してしまうため、図示のように、負荷力を与えることにより車速を減少させ、運転者に踏力の印加を促す。

【0068】かくして、上り坂、下り坂のある道路を走行中においても、運転者は、略一定の踏力で走行することが可能となり、有酸素運動を適切に行うことができる。

【0069】実際には、走行中に心拍数が変化するため、これを考慮に入れた制御例を図17(b)に示す。図示のように、心拍数の変化は、上り坂 $r_2$ を走行するとき比較的大きな割合で上昇し、平地 $r_1$ 、 $r_3$ 、 $r_5$ 及び下り坂 $r_4$ では、略一定であると想定している。

【0070】図17(b)の例では、上り坂 $r_2$ の走行途中の時刻 $t_1$ で、心拍数は閾値 $H$ を超え、この時点で、図17(a)の電動力及び負荷力に、心拍数に基づく追加トルク260が付加されるように制御される。その結果、時刻 $t_1$ 以降では、運転者の踏力は、それ以前の踏力より減少し、心拍数がこれ以上増加しないようになる。このように心拍数を考慮に入れた態様では、搭乗時の運転者の健康状態、或いは運転者毎の体力の違いや、運転中の体力状態の変化に逐次対応した適切な有酸素運動が可能となる。

【0071】次に、図4のステップ334の他の態様について図5のフローチャートを用いて詳細に説明する。これは、仕事率という観点で踏力レベルを設定すると共に、有酸素運動の仕事量を管理するものである。

【0072】まず、時間インターバル $\Delta t$ をカウントする（ステップ360）。時間インターバル $\Delta t$ は、図5のルーチンがリターンされた直前の時点から次に本ルーチンが呼ばれるまでの時間間隔であり、踏力、回転速度等が略一定とみなせる微小時間である。

【0073】次に、ドライブシャフト4の回転速度 $R$ を検出し（ステップ362）、図4のステップ330、332で既に検出されてメモリに記憶された踏力 $P_q$ 及び

心拍数 $h$ を読み込む(ステップ364)。その後、運転者の踏力による仕事率 $S$ を、踏力 $Pq$ とドライブシャフト4の回転速度 $R$ との積(又はその関数)として求める(ステップ366)。

【0074】次に、心拍数 $h$ 及び仕事率 $S$ に基づいて、踏力レベル $Pr$ を制御目標として設定する(ステップ368)。例えば、仕事率 $S$ が比較的大きい場合、踏力レベル $Pr$ を低く設定し、仕事率 $S$ が比較的小さい場合、踏力レベル $Pr$ を高く設定する。心拍数 $h$ に関連する $Pr$ の設定についても同様である。このステップは心拍数及び仕事率 $S$ 毎に理想的な踏力レベル値を記憶したテーブルを検索することにより達成することができる。

【0075】次に、このときまでに有酸素運動でなされた全仕事量 $W$ を次式により演算する(ステップ370)。

$$【0076】W=W+S \cdot \Delta t$$

ここで、 $W$ は、有酸素運動開始時に0に初期化されており、このルーチンを繰り返す毎に上式第2項が順次加算される。上式において、ステップ360でカウントした $\Delta t$ の間、仕事率 $S$ を略一定と仮定するため、第2項 $S \cdot \Delta t$ は、 $\Delta t$ の間に運転者が踏力によりなした仕事とみなすことができる。

【0077】次に、仕事量 $W$ が所定の閾値 $W_0$ 以上となったか否かを判定する(ステップ372)。ここで、閾値 $W_0$ は、有酸素運動量の適正值と考えられるもので、運転者が所望の運動量に応じて適宜設定したり、運転者の平均心拍数等に応じて1チップマイコンが自動的に設定してもよい。仕事量 $W$ が所定の閾値 $W_0$ より少ない場合(ステップ372否定判定)、本ルーチンをリターンし、図3の有酸素運動モード運転を続行する。

【0078】仕事量 $W$ が閾値 $W_0$ 以上となった場合(ステップ372肯定判定)、変数( $W$ 、 $\Delta t$ 、 $S$ )をクリアし(ステップ374)、運転モードフラグ $Fd$ を「電動アシストモード」のコードに書き換え(ステップ376)、図3のステップ300へと移行する(ステップ378)。即ち、有酸素運動の全運動量 $W$ が所望の運動量に達すれば、電動アシストモードに移行する。

【0079】ステップ366で演算した仕事率 $S$ は、単なる踏力と比較して、カロリー消費量をより適正に反映する(踏力が大きくても回転数 $R$ が小さい場合、カロリー消費量は高くなり、或いは、踏力が小さくても回転数 $R$ が大きい場合には、カロリー消費量は低くない)。従って、仕事率に基づく図5の踏力レベル設定により、有酸素運動を適切に行うことができる。

【0080】また、有酸素運動の運動量を把握できるため、予め定められた道路を走行するときを利用して有酸素運動を行う場合にも利用することができる。例えば、通勤、通学時等の定められた道路では運動量が少ない場合であっても、上記した停止時の有酸素運動を事前に行うことによって、不足分を補うことができる。

【0081】1チップマイコン14は、定期的にバッテリーの残量チェックを行うことが好ましい。バッテリー残量が少ない場合、1チップマイコン14は、回路15を介して、踏力によりモータ37が回転するとき(ステップ346等)に発生したモータ起電力でバッテリー17を充電させてもよい。また、上記した停止時の有酸素運動を行う場合にも、モータ起電力によりバッテリー17を充電すれば、充電の手間を省くことができる。このとき、1チップマイコン14は、回転速度センサー220からの信号に基づいてペダルの回転方向を判定し、その回転方向の相違によるモータ起電力の極性の違いに応じて、バッテリー17及びモータ37間の接続態様を図示しないリレー等で切り替える。

【0082】なお、本実施形態で使用される1チップマイコン14は、1単位のデータ及びコマンドが16ビットで構成されているため、従来の電動アシスト自転車で用いられている8ビットのマイコンよりも高度な処理機能を有するプログラムをより大きなデータ量に基づいてより高速に実行することが可能となる。そこで、本実施形態では、専用のPWM制御ICを省略し、1チップマイコン14によって、上記各ステップの電子的処理を一括して行うと共に、直接、電動モータ37に対してステップ308、340のようなPWM制御を行う。このPWM制御は、1チップマイコン14の図示しないメモリに記憶されたソフトウェア(ファームウェアを含む)によって実現できる。

【0083】このように本実施形態では、処理能力の高い16ビットマイコンを使用することにより、基本設計を大きく変更することなく、例えばPWM制御など従来では専用ICを用いていた制御を1個のマイコンで全てこなすようにした。従って、全体として部品点数、基板面積を減らすことができ、小型化と共にトータルのコスト削減に資することができる。例えば、16ビットマイコンは、8ビットマイコンより高価であるが、従来の8ビットマイコンの付加機能手段として、PWM制御専用IC、電池残量監視等の他の電子的処理を行うIC及びそれらの周辺部品を合わせると、逆に8ビットマイコンはコストアップとなる。

【0084】また、16ビットマイコンは、ソフトウェアで様々な処理を無理無く実現できるため、回路が簡単になる。また、将来も同様に柔軟に機能アップが図れるので、この点からもコストダウンが図れる。更に、ソフトで常に電動アシスト状態を監視できるので、如何なる状態でも即座に電動モータ37の停止を図ることができる。

(回転速度センサー) 1チップマイコン14に入力される回転速度信号を出力する回転速度センサーを説明する。

【0085】図9には、回転速度センサーの一構成要素としてNS分極リングマグネット200が示されてい

る。このリングマグネット 200 は、その中央に開口 205 を有する略平坦なリングに形成されている。リングマグネット 200 は、そのリングを等角度毎に区分する複数の磁石区分からなり、これらの磁石区分では、その正面から見て N 極側を向けた N 極区分 202 と、S 極側を向けた S 極区分 204 とが交互に配置されている。この場合、側面図に示すように、N 極区分 202 の反対側が S 極となり、S 極区分 204 の反対側が N 極となるべく磁力線の向きがリング面に略垂直となるように磁石区分の N-S 極を配向するのが好ましい。図の例では、12 個の磁石区分が形成されているが、これよりも多くても少なくともよく、被検出部の回転速度及び要求される検出精度に応じて任意好適に変更可能である。

【0086】なお、リング面に対し磁場の垂直成分が存在すれば、各磁石区分の N-S 極の配向の仕方は任意好適に変更できる。例えば隣接する N 極区分及び S 極区分を一つの磁石の両極として周方向に配置してもよい。この場合、N 極区分 202 の反対側も N 極となり、S 極区分 204 の反対側も S 極となるが、磁場の強度の点では、図 9 の例が好ましいと考えられる。

【0087】図 10 には、回転速度の被検出部としてのギア 210 が示されている。ギア 210 は、シャフト 214 により伝達されたトルクにより回転し、その一方の表面には、リングマグネット 200 を収容できる寸法及び形状のリング溝 208 が形成されている。このリング溝 208 にリングマグネット 200 が収容され、接着剤等で貼り付けられる。このとき、図示のように、リングマグネット 200 とギア 210 の表面とが面一になることが好ましい。これにより、ギア表面からリングマグネットが突出せず、回転速度センサーの設置によるスペースの減少を最小限に抑えることができる。

【0088】ギア 210 に設置されたリングマグネット 200 に隣接して、磁場を検出するためのホール IC 212 が配置されている。このホール IC は、半導体内の電流の流れる方向と直角に磁場がある場合、ホール効果により電流及び磁場と直角方向に電流と磁場に比例する抵抗値を生じさせる素子を内蔵し、該抵抗値をデジタル信号として出力する既存の磁場検出 IC である。ホール IC 212 の出力端は、1 チップマイコン 14 に接続される。図 10 の回転速度センサー 220 を斜視図で表すと、図 11 に示す通りとなる。

【0089】1 チップマイコン 14 は、ホール IC 212 からの磁場検出信号（回転速度信号）を任意好適な方法により解析してギア 210 の回転速度を検出する。ここで、ホール IC 212 の検出位置におけるリングマグネット 200 による磁場波形の一例を図 12 (a) に示す。ホール IC 212 は、図 12 (a) に示すような磁場を検出して図 12 (b) に示すパルス信号を出力する。図 12 (b) のパルス信号は、図 12 (a) の磁場波形の N 極側極大部分に時間的に対応している。この場

合、正の値（N 極側）のみを取り出し、負の値（S 極側）を消去しているが、負の値のみや、正負の両値を採用することもできる。このパルス信号列の周期（パルス間時間）は、リングマグネット 200 の回転速度に比例している。そこで、1 チップマイコン 14 は、ホール IC 212 からのパルス信号の時間間隔を検出し、直ちにリングマグネット 200 及びかくしてギア 210 の回転速度を求めることができる。

【0090】勿論、磁場を検出できれば、ホール IC 以外の磁場検出センサー、例えばコイル等を用いてもよい。この場合、磁場検出センサーの出力は、図 12

(a) のようなアナログ波形となり、16 ビット 1 チップマイコン 14 には、例えば、磁場信号のゼロ交差点（磁場強度ゼロの点の時刻）、N 極側ピーク、或いは、S 極側ピークを検出して、それらの時刻を求める機能が更に付加される。図 12 (a) に示す N 極側ピーク 222 及び S 極側ピーク 224 は、N 極区分及び S 極区分の最大磁極が磁場検出センサーの検出領域を通過した時点を示している。各ピークの出現数及びその時刻によりギア 210 が一回転するのに要する時間 T を検出することができる。かくして、ギア 210 の回転速度（ $2\pi/T$ ）を直ちに求めることができる。勿論、ギア 210 の一回転を待たなくとも、所定角度回転したときにギアの回転速度を求めてもよい。

【0091】本実施形態の回転速度センサーは、NS 分極リングマグネット 200 が平坦なリング形状であるので、嵩張らず省スペース化及び軽量化を達成することができる。また、非常に簡易な構造なので製作が容易となり、従ってコスト削減を図ることもできる。

【0092】また、複数の磁石区分が一つの平坦なリングにまとめられたので、機器への組み付けも非常に容易となる。例えば、図 10 に示すように、ギア 210 の表面にリング状の溝を掘り、そこにリングマグネットを埋め込んで接着剤等で固定するだけである。分極に相当する個々の磁石をギアに埋め込んでいく作業と比べて、各段に作業効率の向上を図ることができる。その上、溝の深さとリングマグネットの高さとを揃えれば、全く外部に突出せず、省スペース化に寄与する。

【0093】また、各磁石区分が占める角度範囲を小さくすることによって、回転速度の時間分解能を向上させることができる。

【0094】回転速度センサー 220 は、電動アシスト自転車 1 の走行速度を反映するように回転する任意の被検出部に取り付けることができる。この被検出部として、動力スプロケット 33 に直接的若しくは他のギアを介して間接的に作動連結された減速部 35 内のギア（図示せず）が、駆動ユニット 13 のハウジング内に回転速度センサー 220 を収容できるため好ましい。なお、図 5 の処理では、電磁クラッチの係合、解放に拘わらず、常にクランクシャフト 4 の回転速度を検出しなければな

らないため、クランクシャフト4、スプロケット2、或いは、副スプロケット30を被検出部とするのが好ましい。

【0095】これ以外の箇所として、例えば後輪動力伝達機構10内に配置された図示しないギア、動力スプロケット33、及び、前輪車軸の回転部分等が挙げられる。1チップマイコン14は、上述したように求めた被検査部の回転速度を、電動アシスト自転車1の走行速度に変換する参照テーブルを有してもよい。

(踏力検出機構) 1チップマイコン14に入力される歪みゲージ信号1、2を出力する踏力検出機構を図13乃至図16を用いて説明する。本実施形態に係る踏力検出機構は、踏力に応じた一方向クラッチ99の変形によって変化する歪みを検出する。

【0096】図13に示すように、主スプロケット2は、一方向クラッチ99を介してドライブシャフト4に軸支される。この一方向クラッチ99は、図14に示すように、駒部100及び歯部112を備える。

【0097】駒部100では、3つのラチェット駒102が周方向に沿って等角度毎にその第2の係合面110に配置されている。このラチェット駒102は剛体でできており、第2の係合面110の略径方向に沿った軸の回りに回転可能とされている。ラチェット駒102は、ラチェット駒102に力が作用していないとき、その長さ方向が第2の係合面110に対して所定の角度をなす(図15の平衡方向160)ように駒立ち上げスプリング104によって付勢されている。図15に示すように、ラチェット駒102が平衡方向160から上昇方向a又は下降方向bに偏倚するとき、駒立ち上げスプリング104は、その偏倚を平衡方向160に戻すようにラチェット駒102に僅かな弾性力を及ぼす。

【0098】また、駒部100の中央部には、ドライブシャフト4を受け入れるための駒部ボア106が形成され、この駒部ボア106は、駒部100の裏面101から突出した円筒部103も貫通している。裏面101には、円筒部103の外周囲に円状溝155(図13)が形成され、該円状溝155の中には、多数の鋼球152が回転自在に嵌め込まれている。これによって、裏面101には、軸方向の荷重受け兼滑り軸受け用のベアリングが形成される。

【0099】皿パネ124が、その中心孔127に円筒部103を通して駒部100の裏面101に当接される。このとき、皿パネ124は、駒部100からの圧力に弾力で対抗する方向に鋼球152即ち荷重受けベアリングを介して裏面101に滑動可能に接する。皿パネ124の表面には、180度の位置関係で対向する2個所に、歪みゲージ126が設置される。これらの歪みゲージ126は、リード線128を介して1チップマイコン14に電氣的に接続される。更に好ましくは、3個以上の歪みゲージを皿パネ124に設置してもよい。このと

き、複数の歪みゲージを、皿パネ124の表面上で夫々が回転対称の位置となるように設置するのが好ましい。

【0100】皿パネ124は、碗状の支持器130の内底部132に収められる。支持器130には、ドライブシャフト4を貫通させるための支持ボア133及び後面から突出する支持円筒部134が形成される。支持円筒部134の外周表面には、ねじが切っており、これを支持部145のねじ切り内壁に螺合することによって、支持器130が車体に固定される。この支持円筒部134の内壁には、軸方向及び径方向の両荷重対応のベアリング138が係合され(図13参照)、ベアリング138は、ドライブシャフト4に形成されたストッパー斜面144によって係止される。同様に、ドライブシャフト4の反対側にもベアリング139(図7(b)参照)が取り付けられるので、ドライブシャフト4は車体に対して回転自在となる。

【0101】駒部ボア106の内壁には、軸方向5に延びる第1の回転防止用溝108が4個所に形成されている。駒部ボア106の内壁と摺接するドライブシャフト4の外壁部分にも、第1の回転防止用溝108と対面するように軸方向5に延びる第2の回転防止用溝140が4個所に形成されている。図16(a)に示すように、第1の回転防止用溝108及びこれに対面する第2の回転防止用溝140は、軸方向に沿って延びる円柱溝を形成し、各々の円柱溝の中には、これを埋めるように多数の鋼球150が収容される。これによって、駒部100は、軸方向5に沿って摩擦抵抗最小で移動できると共に、ドライブシャフト4に対する相対回転が防止される。これは、一種のボールスプラインであるが、他の形式のボールスプライン、例えば無端回転のボールスプラインなどを、このような摺動可能な回転防止手段として適用することができる。

【0102】また、駒部100のドライブシャフト4への取り付け方法として、図16(a)のボールスプライン以外の手段を用いることも可能である。例えば、図16(b)に示すように、軸方向に延びる突起部140aをドライブシャフト4に設け、該突起部140aを収容する第3の回転防止用溝108aを駒部100に形成する、いわゆるキースプライン形式も回転防止手段として適用可能である。なお、図16(b)において、突起部140aを駒部100側に、第3の回転防止用溝108aをドライブシャフト4側に設けてもよい。更に、図16(c)に示すように、軸方向に延びる第4の回転防止用溝108b及びこれに対面する第5の回転防止用溝140bを駒部100及びドライブシャフト4に夫々設け、これらの溝が形成する直方体状の溝の中にキープレートを収容する、いわゆるキー溝形式も回転防止手段として適用可能である。

【0103】歯部112の第1の係合面121には、ラチェット駒102と係合するための複数のラチェット歯

114が形成されている。ラチェット歯114は、歯部の周方向に沿って互い違いに周期的に形成された、第1の係合面121に対してより急な斜面118と、より緩やかな斜面116と、から構成される。

【0104】歯部112は、その第1の係合面121を駒部100の第2の係合面110に対面させるようにドライブシャフト4にカラー111を介して摺接可能に軸支される。このとき、ラチェット駒102とラチェット歯112とが係合される(図15)。即ち、ドライブシャフト4は、ラチェット駒102とラチェット歯112との係合部分を介してのみ歯部112と作動的に連結される。カラー111を介して歯部120を通過したドライブシャフト4の端部142には、歯部112が軸方向外側にずれないようにワッシャー122が嵌合される(図13)。歯部112には、主スプロケット2がピン123(図13)を介して動かないように取り付けられ、更に、ドライブシャフト4の先端にはペダル軸146が取り付けられる。かくして、車体前進方向のペダル踏力による回転のみを主スプロケット2に伝達するようにドライブシャフト4と主スプロケット2とを連結するラチェットギヤが完成する。

【0105】好ましくは、オフセット用バネ136が、ドライブシャフト4のストッパー斜面144と、駒部100の裏面101との間に介在されるのがよい。このオフセット用バネ136は、ペダル踏力が所定値以下の場合(例えば事実上ゼロに近い場合)、裏面101に収容された鋼球152と皿バネ124との間にクリアランスを生じさせるように駒部100を軸方向に偏倚させる。

【0106】次に、本踏力検出機構の作用を説明する。

【0107】搭乗者がペダル8R、8L(図1)にペダル踏力を与え、ドライブシャフト4を車体前進方向に回転させると、この回転力は、ドライブシャフト4に対し回転不可能且つ摺動可能に軸支された駒部100に伝達される。このとき、図15に示すように、ラチェット駒102は、駒部100からペダル踏力に対応する力 $F_d$ を与えられるので、その先端部は歯部112のラチェット歯のより急な斜面118に当接し、この力をラチェット歯に伝達しようとする。ラチェット歯部112は、主スプロケット2に連結されているので、ラチェット駒102の先端部は、駆動のための負荷による力 $F_p$ をより急な斜面118から受ける。その両端部から互いに反対向きの力 $F_p$ 及び $F_d$ を与えられたラチェット駒102は、a方向に回転して立ち上がる。このとき駒部100は、ラチェット駒102の立ち上がりによって軸方向内側に移動し、駒部100と支持器130との間に介在する皿バネ124を押し込む。皿バネ124は、これに対抗して弾性力 $F_r$ を駒部100に作用する。この力 $F_r$ と、駒部100を軸方向に移動させるペダル踏力を反映した力とは短時間で釣り合う。かくして、皿バネ124の応力歪み、駒部100と歯部112との間のクリアラ

ンス、ラチェット駒102の第2の係合面110に対する角度、駒部100の車体フレームに対する位置及び皿バネ124が押し込まれる圧力などはペダル踏力を反映する物理量となる。従って、これらのうち少なくとも1つを検出することによって踏力 $T$ を推定することが可能となる。

【0108】本実施形態では、一例として皿バネ124の応力歪みを検出する。1チップマイコン14は、皿バネ124に設けられた2つの歪みゲージ126からの信号を少なくとも加算演算する(平均演算を含む)。このように複数箇所の応力歪み量を平均化して計測することによって、同じ踏力でも出力変化を大きくとれ且つノイズ成分を平滑化することができるので、SN比を改善し、踏力推定精度を更に向上させることができる。この効果は、歪みゲージの個数が増えるほど大きくなる。

【0109】また、ペダル踏力が所定値以下の場合などでは、オフセット用バネ136は、駒部100の裏面101と皿バネ124との間にクリアランスを生じさせているため、鋼球152が皿バネ124に頻繁に衝突することが少なくなる。これによって、歪みゲージ信号のノイズ成分が軽減して、踏力検出及び電動アシスト制御の安定性を向上させることができる。

【0110】次に、1チップマイコン14は、少なくとも演算された踏力 $T$ に基づいて印加すべきアシスト用の補助動力 $T_e$ を演算し、該補助動力で回転駆動するように電動モータ37を指令する制御信号を演算出力する。好ましくは、1チップマイコン14は、回転速度センサー220により検出された回転速度信号を車速に変換し、踏力 $T$ 及び車速の両方に基づいて適切な補助動力 $T_e$ を決定し、該補助動力 $T_e$ を発生させるよう電動モータ37を制御する。

【0111】本実施形態の踏力検出機構には以下のような更に優れた効果がある。

① ラチェットギヤと踏力検出機構とを一つの機構で実現したので、部品点数の削減化が図られ、小型、軽量化及び低コストを達成できる。

② 踏力を検出する部分に、受け荷重ユニットと荷重検出センサーとを一体化した皿バネを用い、2つの機能を1ユニットで実現したので、上記効果に加えて更に小型、軽量化及び低コストを達成できる。

③ 上記項目①及び②に示したように踏力検出機構の小型、軽量化及び簡素化をより高いレベルで達成したので、通常の自転車であっても踏力検出機構を取り付ける可能性が更に広がった。

④ 上記項目①及び②で示した理由により、従来機構に比べて荷重の伝達ロスが少なくなり、制御の応答性のよいアシストフィーリングを実現できる。

⑤ 上記項目①及び②で示した理由により、従来機構(コイルバネ使用)に比べ、ペダルに無駄な動き(センサーが感知するまで)が無くなり、ペダルを踏み込んだ

ときのフィーリングは、従来機構は踏み込み時に弾力感があつたのに対し、本実施形態では、通常の自転車のフィーリングと同様になった。

【0112】以上が本発明の実施形態であるが、本発明は、上記例にのみ限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内において任意好適に変更可能である。

【0113】例えば、上記例では、有酸素運動としての使用方法を示したが、本発明の電動アシスト自転車は、電動力を小さくし又は無くし、負荷力を更に大きくした筋力トレーニング用モードも付加することができる。更に、心拍数をメモリに蓄積しておいて、後程、担当医の診断指示で踏力レベルを設定したり、また心拍数を病院等の管理センターに無線信号で送信し、医師の管理下で利用するなど、運転者の体力回復、リハビリテーションなどに活用することもできる。

【0114】また、図4の実施形態では、心拍数に応じて踏力レベルを設定したが、これに代えて、又は、これに加えて、人体の他のパラメータ、例えば血圧等に基づいて踏力レベルを設定してもよい。

【0115】また、有酸素運動モード時の負荷力は、電動モータ37の回転抵抗を利用したが、これのみに限定されず、駆動ユニット13内にブレーキ等の負荷力生成手段を別途設けてもよい。更に、負荷力の調節を減速ギアのギア比調節で行ったが、電磁クラッチの係合及び解放のデューティ比を調節することによっても行うことができる。

【0116】また、合力機構として、二重チェーン方式を用いたが、本発明はこれのみに限定されず、例えば、主スプロケット2と共に動力スプロケット33が直接チェーン12と嵌合するようにしてもよい。

【0117】また、メインフローチャート(図3)、有酸素運動モードのフローチャート(図4、5)の処理の流れも適宜変更可能である。例えば、実際の踏力を目標とする踏力レベル $P_r$ に略一致するように制御するため、所謂PID制御等を用いてもよい。

【0118】図示しなかったが、踏力、仕事率及び仕事量の表示機能を設けてもよい。

【0119】トルク検出機構に関しては、一方向クラッチ99の駒及び歯のいずれか一方をスプロケットに取り付け、他方をドライブシャフトに取り付けるかは、任意好適に変更可能である。例えば駒部100をスプロケット側に取り付け、歯部112をドライブシャフト4に摺動可能且つ回転不可能に取り付け、歯部112によって皿バネ124を押し込めるようにしてもよい。

【0120】また、上記例では、皿バネの応力歪みを踏力に関連する物理量として検出したが、本発明は、これに限定されず、一方向クラッチ99の踏力に応じた変形によって変化する任意の物理量を検出することができる。例えば、ラチェット駒の傾き、ラチェット駒部及びラチェット歯部の相対間隔、ラチェット駒部及びラチェ

ット歯部のいずれかの車体に対する位置、並びに、皿バネを押す圧力などを、踏力を反映する物理量として選択することができる。

【0121】更に、一方向クラッチ99の変形に対抗して配置される弾性体も任意好適に種類及びその形状を変更可能である。皿バネやコイルバネ以外に例えばゴム弾性体などを用いることもできる。また、応力歪みを検出する手段として、歪みゲージを例にしたが、応力歪みに関連した物理量を検出できれば、これに限定されるものではない。

#### 【0122】

【発明の効果】以上詳細に説明したように、本発明によれば、補助用電動力を出力可能な補助動力手段それ自体が、少なくとも踏力検出手段により検出された踏力に基づいて、有酸素運動が可能となる踏力レベルとなるように、電動力及び負荷力のいずれかを選択して踏力に付加するようにしたので、電動アシスト自転車全体の機構を簡素化し、重量を軽減することができると共に、専用の車体フレームを作る必要を最小限に抑え、通常のフレーム製造工程を生かすことができる、という優れた効果が得られる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】図1は、本発明に係る動力アシスト自転車の概略図である。

【図2】図2は、本発明の電動アシスト自転車の制御系及び検出系を示す概略図である。

【図3】図3は、本発明の電動アシスト自転車の主要な制御の流れを示すフローチャートである。

【図4】図4は、有酸素運動モード運転の制御の流れを示すフローチャートである。

【図5】図5は、別の態様に係る踏力レベル設定の流れを示すフローチャートである。

【図6】図6は、本発明の一実施形態に係る電動アシスト自転車の二重チェーン方式の合力機構を示すため、主スプロケットの裏側から見た拡大正面図である。

【図7】図7は、本発明の電動アシスト自転車の合力機構を示す図であって、(a)は主スプロケットの表側から見た拡大正面図、(b)はその側断面図である。

【図8】図8は、本発明の別の実施形態に係る電動アシスト自転車の二重チェーン方式の合力機構を示すため、主スプロケットの裏側から見た拡大正面図である。

【図9】図9は、本発明の電動アシスト自転車に組み付けられる回転速度センサーの一構成要素としてのNS分極リングマグネットの上面図及び側面図である。

【図10】図10は、図9のNS分極リングマグネットをギア表面に組み付けて回転速度センサーを構成した状態を示す正面図及び該回転速度センサーの垂直線に沿って取られた側断面図である。

【図11】図11は、図10の回転速度センサーの斜視図である。



25

【図 1 2】図 1 2 は、NS 分極リングマグネットに隣接して配置されたホール I C により検出された磁場信号の時間的変化を示す波形である。

【図 1 3】図 1 3 は、本発明の電動アシスト自転車の踏力検出機構を具現する一方向クラッチを含むドライブシャフト回りの側断面図である。

【図 1 4】図 1 4 は、図 1 3 に示された一方向クラッチの分解斜視図である。

【図 1 5】図 1 5 は、本発明の電動アシスト自転車の踏力検出の原理を説明するため一方向クラッチ（ラチェットギヤ）の歯及び駒の嵌合状態を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、ドライブシャフトに対する駒部の相対回転を防止する回転防止手段の例を示す図であり、（a）はボールスプライン、（b）はスプラインキー、（c）はキー溝の概略構成を示す上面図である。

【図 1 7】図 1 7 は、図 4 の処理において、例示された道路を走行する場合における具体的な制御内容及び結果を示す図であって、（a）は心拍数を考慮しないときの制御、（b）は、心拍数を考慮したときの制御に関する。

#### 【符号の説明】

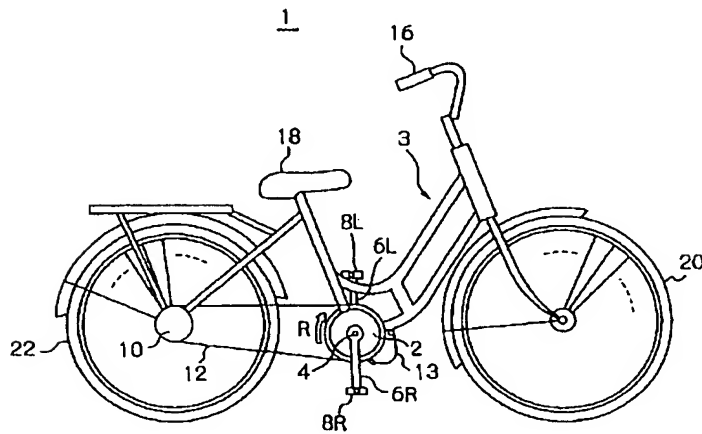
- 1 電動アシスト自転車
- 2 主スプロケット
- 3 フレーム
- 4 ドライブシャフト
- 12 チェーン

\*

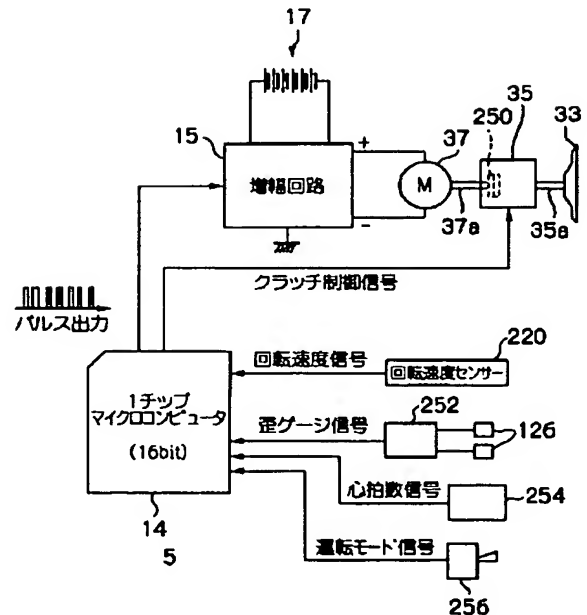
26

- \* 13 駆動ユニット
- 14 1 チップマイコン（16 ビット）
- 15 増幅回路
- 17 バッテリー
- 22 駆動輪（後輪）
- 30 副スプロケット
- 32 アシストチェーン
- 33 動力スプロケット
- 35 減速部
- 35 a 出力軸
- 37 電動モータ
- 99 一方向クラッチ
- 100 駒部
- 102 ラチェット駒
- 112 歯部
- 114 ラチェット歯
- 124 皿バネ
- 126 歪みゲージ
- 145 支持部
- 200 リングマグネット
- 212 ホール I C
- 220 回転速度センサー
- 250 電磁クラッチ
- 254 心拍数検出センサー
- 256 運転モード切り替えスイッチ

【図 1】

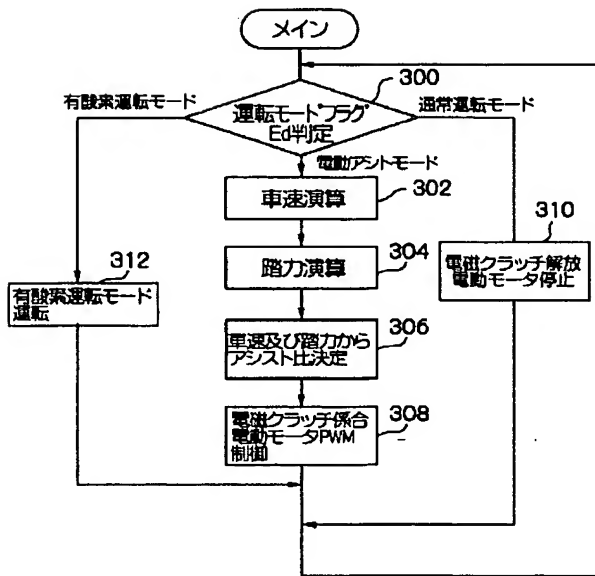


【図 2】

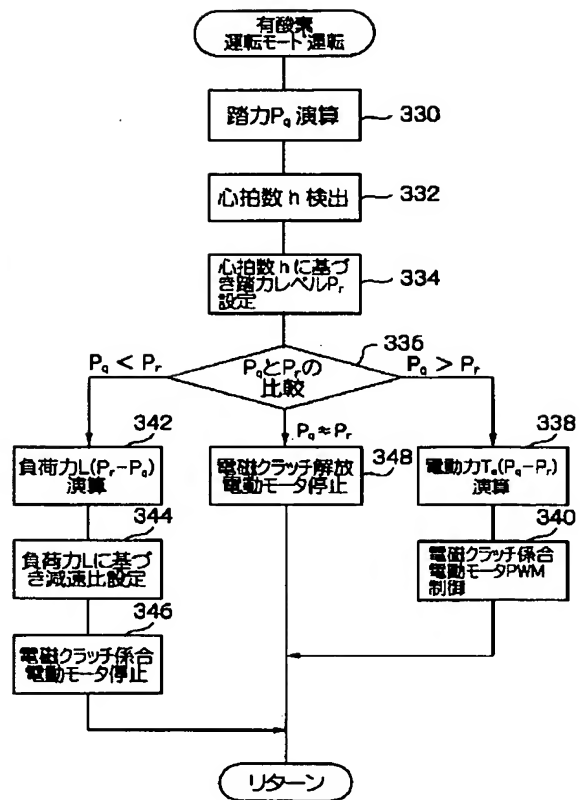




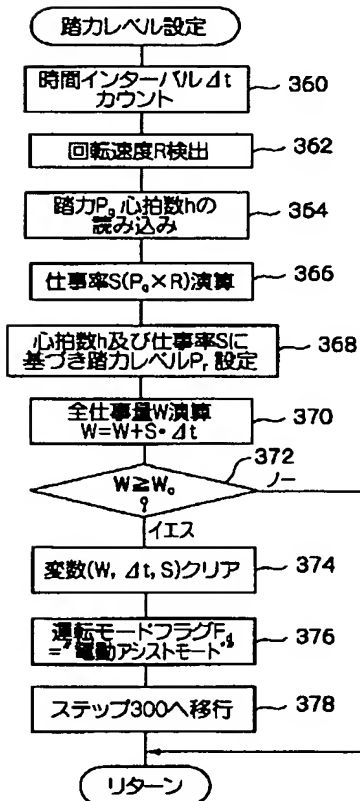
【図3】



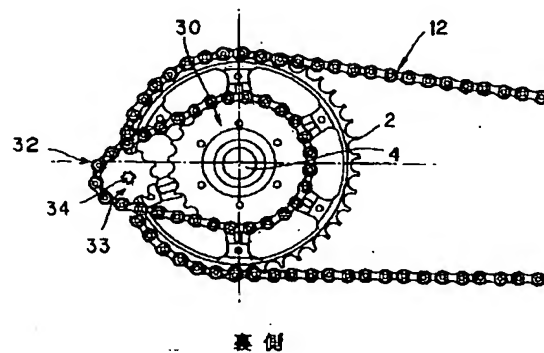
【図4】



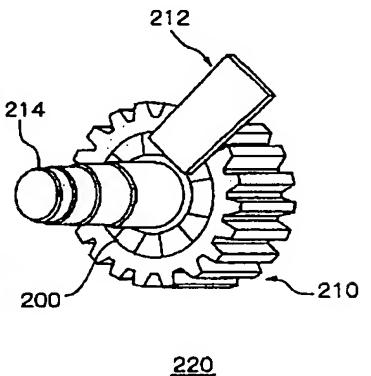
【図5】



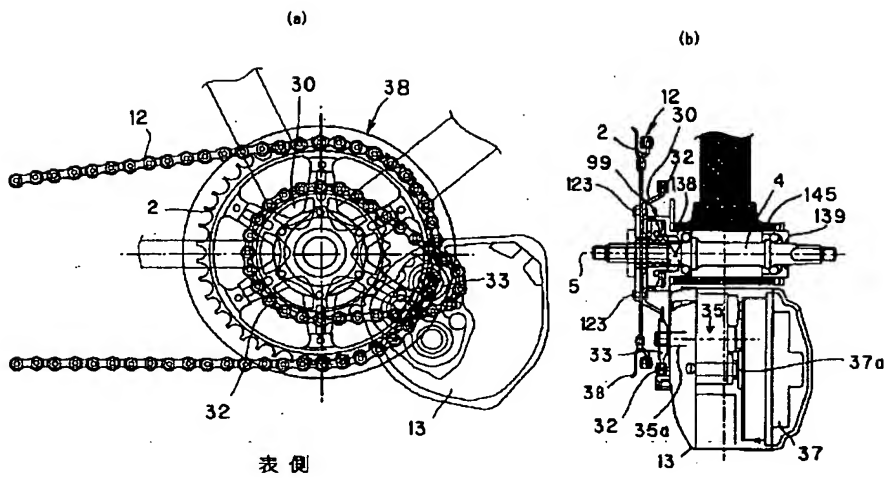
【図6】



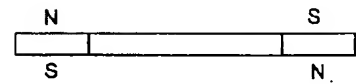
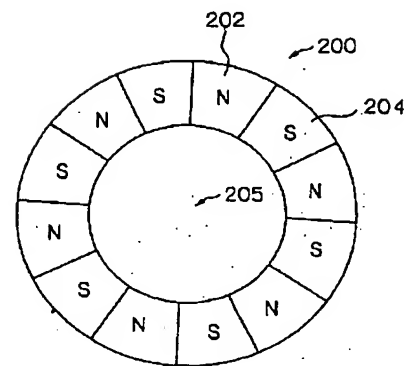
【図11】



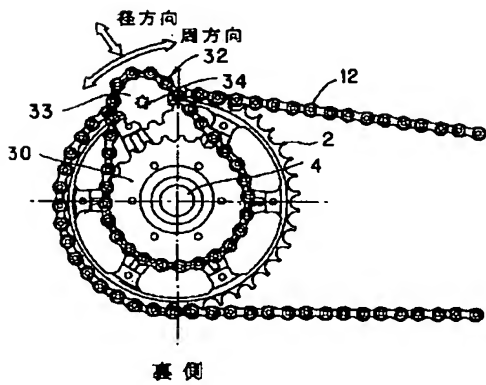
【図7】



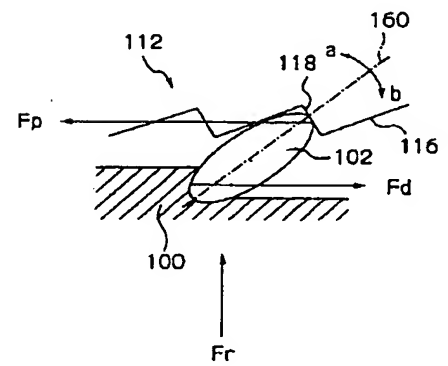
【図9】



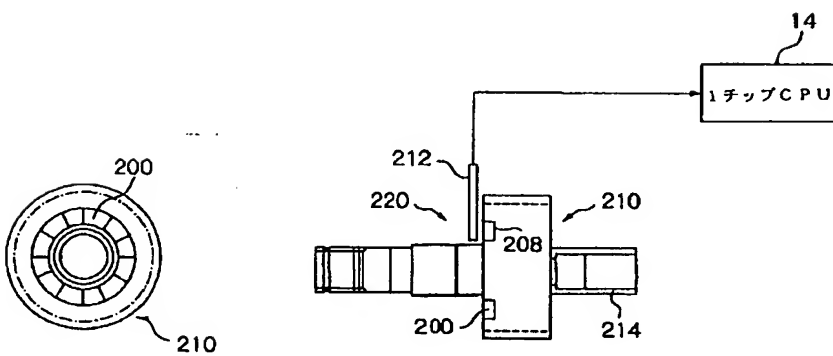
【図8】



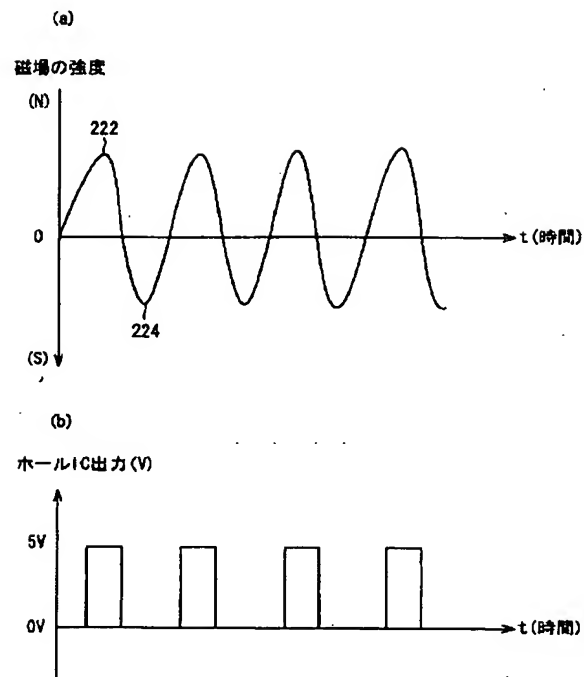
【図15】



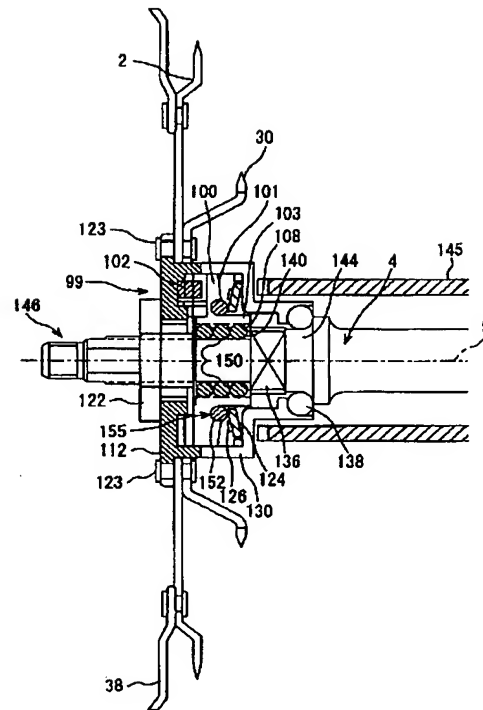
【図10】



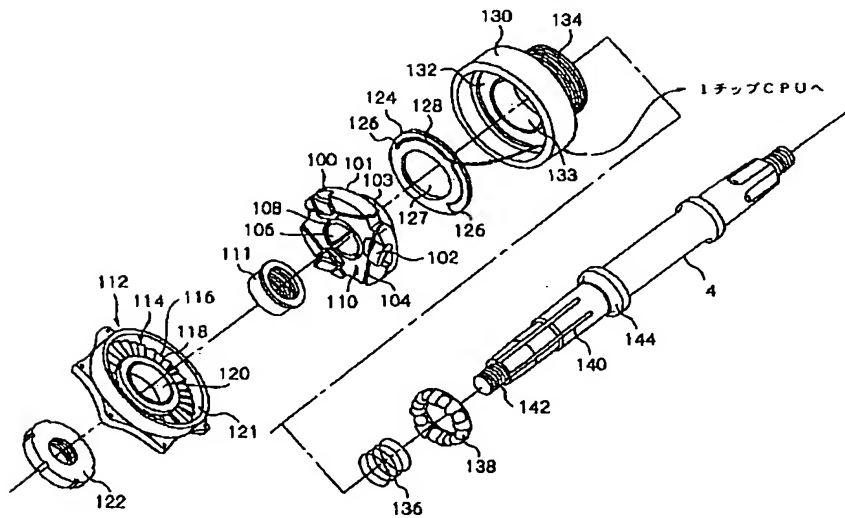
【図12】



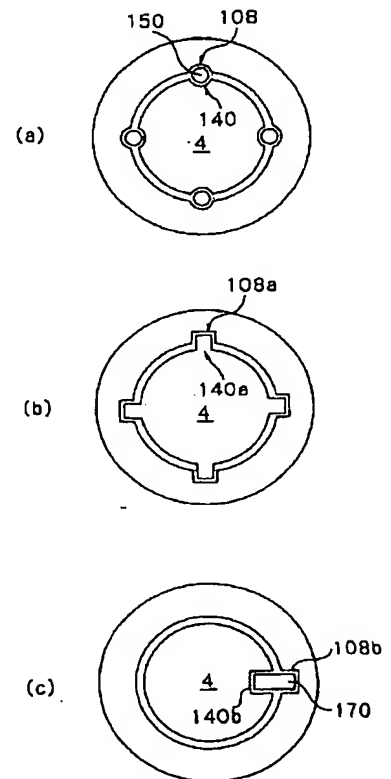
【図13】



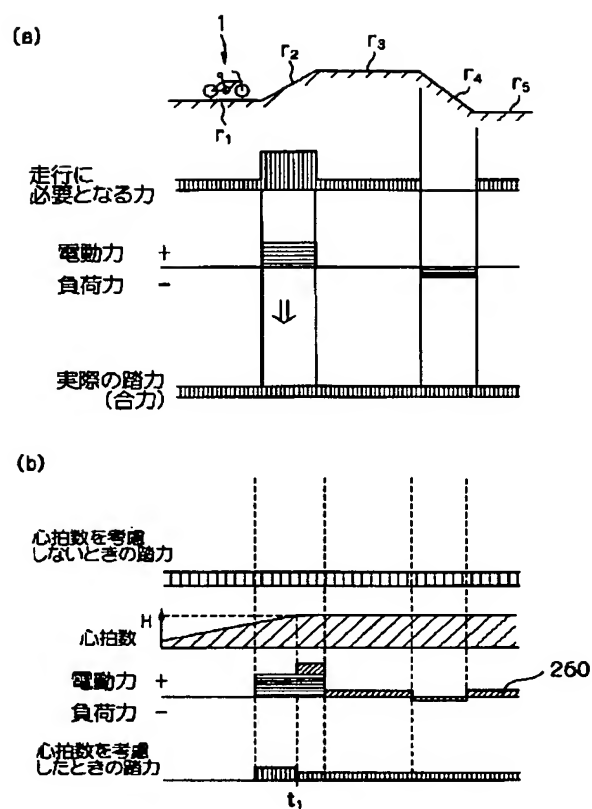
【図14】



【図16】



【図 17】



フロントページの続き

(72)発明者 小勝 京介  
大阪府高槻市明田町 7 番 1 号 サンスター  
技研株式会社内

(72)発明者 吉家 彰人  
大阪府高槻市明田町 7 番 1 号 サンスター  
技研株式会社内

(72)発明者 二唐 史  
大阪府高槻市明田町 7 番 1 号 サンスター  
技研株式会社内

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☒ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**